

BESTIMMUNG VON PATIENTENBEZOGENEN INFORMATIONEN ZUR POSITION UND ORIENTIERUNG  
VON MR-BILDERN DURCH INDIVIDUALISIERUNG EINES KÖRPERMODELLS

Verfahren zur Bestimmung von patientenbezogenen Informationen  
zur Position und Orientierung von Schnittbildaufnahmen bei  
5 magnetresonanztomographischen Untersuchungen

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bestimmung von pati-  
entenbezogenen Informationen zur Position und Orientierung  
von magnetresonanztomographischen Schnittbildaufnahmen eines  
10 Patienten.

Bei einer Untersuchung eines Patienten in einem Magnetreso-  
nanztomographiegerät (MR-Gerät) müssen zu den angefertigten  
Schnittbildaufnahmen (Aufnahmen) u. a. Informationen darüber  
15 bestimmt werden, in welcher Position und Orientierung die je-  
weiligen Aufnahmen relativ zum Patienten gemacht wurden. Sol-  
che patientenbezogenen Informationen zur Position und Orien-  
tierung der Schnittbildaufnahmen werden in der Regel bei ei-  
ner Anzeige oder einem Ausdruck der Aufnahmen am Rande der  
20 Aufnahmen dargestellt und ermöglichen auch nach der Untersu-  
chung eine Rekonstruktion der räumlichen Lage der Aufnahmen,  
bezogen auf den Patienten.

Die Aufnahmeebene, in der eine bestimmte Aufnahme gefertigt  
25 wird, kann prinzipiell innerhalb eines beliebig festgelegten  
Bezugskoordinatensystems durch die Koordinaten von Richtungs-  
vektoren definiert werden, die die betreffende Aufnahmeebene  
aufspannen. Als Bezugskoordinatensystem wird in der radiolo-  
gischen Diagnostik üblicherweise ein einheitliches Koordina-  
30 tensystem, das sogenannte „Hauptkoordinatensystem“ des Pati-  
enten, verwendet. Die Achsrichtungen dieses Hauptkoordinaten-  
systems werden dabei durch die Schnittlinien der senkrecht  
zueinander stehenden sogenannten „Hauptebenen“ des Körpers  
des Patienten definiert, wobei diese Hauptebenen - wie in der  
35 Anatomie - als Transversalebene, Sagittalebene und Coronar-  
ebene bezeichnet werden. Dies ist in Figur 1 dargestellt, wo-  
bei die Transversalebene mit dem Buchstaben T, die Sagittal-

ebene mit dem Buchstaben S und die Coronarebene mit dem Buchstaben C bezeichnet ist.

Innerhalb dieses Hauptkoordinatensystems des Patienten kann  
5 die genaue Orientierung eines Richtungsvektors beispielsweise durch zwei Winkelangaben bezüglich der Koordinatensystemachsen dokumentiert werden. Solche Winkelangaben sind jedoch für den Bediener i. A. nicht so schnell erfassbar, da der Bediener dann unter Berücksichtigung des Bezugskoordinatensystems  
10 zunächst einige Umrechnungen durchführen müsste, um die Lage der Schnittbildaufnahme relativ zum Patienten zu erfassen. Solche Winkelangaben sind somit für die tägliche Routine nicht bedeutend.

15 Zur sprachlichen Beschreibung der patientenbezogenen Orientierung von beliebig ausgerichteten Aufnahmen werden daher im Allgemeinen in der Radiologie Buchstaben oder Buchstabenkombinationen als sogenannte „Orientierungsmarken“ verwendet. Übliche Buchstaben zur Verwendung als Orientierungsmarken  
20 sind:

A für „Anterior“ (vorne)  
P für „Posterior“ (hinten)  
L für „Left“ (links)  
25 R für „Right“ (rechts)  
H für „Head“ (kopfseitig)  
F für „Feet“ (fußseitig)

Zur Verdeutlichung sind diese Richtungsangaben auch in Figur  
30 1 eingezeichnet. Daraus können als weitere Orientierungsmarken Buchstabenkombinationen wie z. B. „LP“ für eine Kombination aus Left und Posterior gebildet werden. Durch diese Orientierungsmarken wird die Lage der die Aufnahmeebene aufspannenden Richtungsvektoren bezüglich des Hauptkoordinatensystems des Patienten in Form von für den Mediziner leicht verständlichen sprachlichen Bezeichnungen beschrieben. Die Orientierungsmarken werden dabei üblicherweise am Rand der Auf-

nahme - wie bei einer geografischen Karte - grafisch dargestellt.

Alle derartigen patientenbezogenen Informationen zur Position  
5 und Orientierung der Schnittbildaufnahmen, wie z. B. die Angabe von Orientierungsmarken im Hauptkoordinatensystem des Patienten, müssen sich auf ein Bezugskoordinatensystem beziehen, welches sich am Körper des Patienten orientiert. Bei der Datenakquisition werden dagegen die Koordinaten der einzelnen  
10 Volumenelemente, aus denen die Bildinformationen empfangen werden, in einem fixen Koordinatensystem bezüglich des Tomographen ermittelt. Daher muss die Lage des Patienten während der Bilddatenakquisition relativ zum MR-Gerät bekannt sein. Nur unter dieser Bedingung können die gewünschten patientenbezogenen Informationen zur Position und Orientierung  
15 der Schnittbildaufnahmen bei einer magnetresonanztomographischen Untersuchung sicher bestimmt werden.

Bei den heute üblichen MR-Geräten wird der Patient durch eine  
20 horizontal fahrbare Patientenliege in das Gerät eingebracht und die Lage des Patienten wird durch den Bediener des MR-Gerätes beschrieben. Dabei wird in der Regel zwischen einer Kopf- und Fußlage sowie zwischen einer Bauch-, Rücken-, Linksseiten- und Rechtsseitenlage unterschieden. Üblicherweise hat der Bediener zwischen mehreren möglichen Patientenlagen aus einer Auswahlliste zu wählen. Eine detaillierte Beschreibung der Lage des Patienten, insbesondere eine Beschreibung der Armposition, z. B. ob der Arm am Körper oder über dem Kopf liegt, findet nicht statt. Die Steuerungssoftware des MR-Gerätes geht nach der Angabe der Patientenlage  
30 davon aus, dass sich der Patient in der beschriebenen Lage in der Normalstellung befindet und bestimmt folglich das Hauptkoordinatensystem des Patienten auf Grundlage dieser Normalstellung. Bei der Anfertigung einer Aufnahme wird dann deren  
35 Orientierung bezüglich dieses Hauptkoordinatensystems dokumentiert. D. h. bei der Bestimmung der Orientierungsmarken, die letztlich am Rand der Aufnahme zur Angabe der Lage der

Aufnahme für den begutachtenden Arzt grafisch dargestellt werden, wird davon ausgegangen, dass sich der Patient in der angegebenen Lage in der Normalstellung befindet.

- 5 Allein eine falsche Beschreibung der Patientenlage durch den Bediener kann somit bei dem heute üblichen Vorgehen zu falschen Orientierungsmarken führen. Das gleiche Problem tritt auf, wenn die Lagerung des Patienten nicht der Normalstellung entspricht. Dabei kann es im Übrigen auch vorkommen, dass
- 10 sich aus einer falschen Beschreibung der Patientenlage in Kombination mit einer von der Normalstellung abweichenden Lagerung des Patienten wieder richtige Orientierungsmarken ergeben.
- 15 Verständlicherweise sind die Qualitätsansprüche an Informationen zur Position und Orientierung der Aufnahmen kaum zu hoch anzusetzen. So hat beispielsweise eine falsche Richtungsbezeichnung bei einer Schädelaufnahme mit einem diagnostizierten Gehirntumor für die Operationsplanung fatale Folgen. Der
- 20 operative Zugang könnte dann falsch gewählt werden. Insbesondere bei Extremitätenaufnahmen (Arme und Beine) und bei symmetrischer Anatomie (z. B. beim Schädel) ist eine korrekte Bestimmung von Orientierungsmarken sehr wichtig. Besonders fehleranfällig ist jedoch die Situation bei Untersuchungen
- 25 der oberen Extremitäten. Diese können entlang der Körperlängsachse neben dem Körper oder in gleicher Richtung über dem Kopf gelagert werden, wobei noch eine zusätzliche Rotationsbewegung der Hände gegenüber dem Ellenbogengelenk möglich ist. Dies führt zu einer Vielzahl von Lagerungsmöglichkeiten,
- 30 die nicht praktikabel durch pauschale Lagerungsangaben abgedeckt werden können. Andererseits ist für viele Untersuchungen eine individuelle Patientenlagerung, abweichend von den vom System zugelassenen Lagerungsvarianten, durchaus sinnvoll bzw. in manchen Fällen sogar unumgänglich. Dies verdeutlicht
- 35 das Problem einer objektiven und standardisierten Beschreibung der Patientenlage, die eine wesentliche Voraussetzung für die korrekte Bestimmung von Orientierungsmarken ist.



Neben der richtigen Orientierungsbestimmung ist auch eine verlässliche Bezeichnung der Untersuchungsregion wichtig. So muss beispielsweise sichergestellt sein, dass eindeutig feststeht, ob es sich z. B. bei einer untersuchten Extremität um die linke oder rechte Extremität handelt.

Die Bestimmung der Untersuchungsregion ist in der Regel mit der Auswahl eines Messprogramms gekoppelt. Bei den heutigen MR-Geräten werden vom Hersteller eine Fülle von Messprogrammen mitgeliefert, die in der Regel hierarchisch geordnet sind. Ein wichtiges Sortierkriterium ist die Zugehörigkeit zu einer anatomischen Region, da einige Messparameter für die entsprechende anatomische Region, d. h. eine bestimmte Untersuchungsregion, optimiert sind. So können beispielsweise Messprogramme für Knieuntersuchungen in einem Messprogramm-Ordner mit der Bezeichnung „Knie“ zusammengefasst werden. Je nach diagnostischer Fragestellung (wie z. B. Meniskusläsion, Knorpelschaden, ...) können dann die geeigneten Messprotokolle noch weiter sortiert werden. In der Regel ist mit der Auswahl eines Messprogramms die Information über die dazugehörige Untersuchungsregion verknüpft, wobei diese Information in die sprachliche Bezeichnung der angefertigten Aufnahmen eingeht. Diese Aufnahmen werden üblicherweise hierarchisch in einer Datenbank geordnet, wobei das Sortierkriterium für die oberste Ebene normalerweise der Patientennamen ist. In einer tieferen Ebene wird die Information über die Untersuchungsregion, die sich ja aus dem Namen des Messprogramms ergibt, als Sortierkriterium verwendet. Bei einigen Fragestellungen ist mit diesem Vorgehen jedoch keine eindeutige Bezeichnung der Untersuchungsregion möglich. Dies ist z. B. bei der Verwendung ein und desselben Messprogramms sowohl für das linke als auch für das rechte Knie der Fall. Zur eindeutigen Bezeichnung der Untersuchungsregion kann der Bediener noch einen Kommentar in die Steuerungssoftware eingeben (z. B. linkes Knie), welcher dann auf den gemessenen Aufnahmen grafisch dargestellt wird.

Auch dieses übliche Vorgehen zur Bestimmung von Untersuchungsregionen beinhaltet mehrere Fehlerquellen. Die Hersteller von MR-Geräten geben dem Bediener im Allgemeinen die Freiheit über die Sortierung und die sprachliche Bezeichnung von Messprogrammen. Dabei müssen keine sinnvollen sprachlichen Bezeichnungen von Messprogrammen verwendet werden. Somit können auch unsinnige sprachliche Bezeichnungen von Untersuchungsregionen vorkommen. Ebenso ist die Verwendung von Kommentaren eine mögliche Fehlerquelle. Der Bediener muss beispielsweise nur das linke mit dem rechten Knie verwechseln und schon sind in allen gemessenen Aufnahmen fehlerhafte Bildkommentare dargestellt. Die Kombination mit einer falschen Angabe der Patientenlage würde diese Situation noch weiter verschärfen. Dann ist die richtige patientenbezogene Rekonstruktion der Position und Orientierung einer gemessenen Aufnahme eventuell nicht mehr möglich.

Zur Kontrolle einer durch den Bediener festgelegten Untersuchungsregion ist daher ebenfalls eine exakte Kenntnis der Patientenlage von entscheidender Bedeutung. Ist die Patientenlage im Detail bekannt, können aus den relativen Lagen der Aufnahmen zu dem Patienten diese Informationen überprüft werden.

Eine objektivierte Bestimmung der Patientenlage ist auf verschiedene Arten möglich und nicht nur in der MR-Diagnostik von Bedeutung. Insbesondere sollen in der therapeutischen Strahlentherapie Patienten reproduzierbar positioniert und deren Lage überwacht werden. Neben der Positionierung mittels mechanischer Einrichtungen wie Verschiebetisch und stereotaktischer Fixierung sind mittlerweile optische Verfahren möglich. Beispiele hierfür werden in der US 5,080,100, der US 6,279,579 und der US 5,823,192 beschrieben. Sie basieren auf optischen Messsystemen zur dreidimensionalen Oberflächenerfassung oder verwenden Trackingsysteme zur dreidimensionalen Koordinatenerfassung wie z. B. bei dem in der US 6,138,302 vorgeschlagenen Verfahren. Eine Übertragung auf die Situation

bei MR-Untersuchungen ist aber in vielerlei Hinsicht problematisch. Zur Beschreibung der Patientenlage müsste die Körperoberfläche des Patienten vermessen werden, was einen fast vollständig entkleideten Patienten erfordert. Dies kann in  
5 der täglichen Routine nicht vorausgesetzt werden. Zusätzlich ist eine optische Vermessung des Patienten im MR-Gerät durch die typische röhrenförmige Bauweise erheblich erschwert.

Eine andere Möglichkeit der Dokumentation der Patientenlage  
10 ist die Rekonstruktion der Körperoberfläche des Patienten aus einem Volumendatensatz. In der US 4,821,213 und der US 4,719,585 wird die Rekonstruktion von Oberflächen aus Volumendatensätzen beschrieben, wozu auch die Körperoberfläche zählt. Doch die Messung von Volumendatensätzen des gesamten  
15 Patienten zur Erfassung der Patientenlage ist aufgrund der hohen Anzahl anzufertigender Aufnahmen viel zu aufwendig.

Es ist daher eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Verfahren anzugeben, das eine standardisierte und objektive  
20 Beschreibung der patientenbezogenen Position und Orientierung von Aufnahmen bei einer magnetresonanztomographischen Untersuchung ermöglicht. Weiterhin soll eine entsprechende Steuereinrichtung zum Betrieb eines Magnetresonanztomographie-Geräts geschaffen werden.

25 Diese Aufgabe wird durch ein Verfahren gemäß Anspruch 1 bzw. durch eine Steuereinrichtung gemäß Anspruch 14 gelöst.

Erfindungsgemäß wird zur Bestimmung von patientenbezogenen  
30 Informationen zur Position und Orientierung von Schnittbildaufnahmen bei magnetresonanztomographischen Untersuchungen ein Verfahren vorgeschlagen, bei dem zunächst initiale MR-Übersichtsaufnahmen (Magnetresonanz-Übersichtsaufnahmen) vom Körper des Patienten angefertigt werden. Unter Verwendung  
35 dieser initialen MR-Übersichtsaufnahmen wird dann ein vorgegebenes parametrisiertes anatomisches Körpermodell, d. h. ein anatomisches Körpermodell mit bestimmten variierbaren Modell-

parametern, individualisiert. Die Bestimmung der patientenbezogenen Informationen über die Position und Orientierung der nachfolgenden (diagnostischen) Schnittbildaufnahmen erfolgt dann auf Basis der relativen Lage der Schnittbildaufnahmen zu dem individualisierten Körpermodell. Bei der Individualisierung wird das Körpermodell durch Variation der Modellparameter an bestimmte aus den initialen MR-Übersichtsaufnahmen (Übersichtsaufnahmen) ermittelte Strukturen, welche vorzugsweise die Körperoberfläche des Patienten repräsentieren, angepasst. Dabei entspricht der Individualisierungsvorgang einem mathematischen Optimierungsproblem. Es werden diejenigen Werte der veränderlichen Modellparameter bestimmt, die ein Abweichungsmaß des Modells zu den Strukturen aus den Übersichtsaufnahmen minimieren. D. h. es erfolgt eine möglichst gute Anpassung des Körpermodells im Wesentlichen an den gesamten Körper des Patienten in der tatsächlich vorliegenden aktuellen Lage.

Durch den Individualisierungsvorgang können Informationen vom Körpermodell auf nachfolgende diagnostische Aufnahmen übertragen werden. Insbesondere ist eine Verknüpfung von Informationen mit dem in Normalstellung befindlichen Körpermodell (im Folgenden auch „Normmodell“ genannt) möglich, welche neben der Körperregion auch die Orientierung von jedem Teil des Normmodells beschreiben. Nach dem Individualisierungsvorgang können dann aus der relativen Lage einer Aufnahme zu den in unmittelbarer Nachbarschaft befindlichen Teilen des individualisierten Körpermodells sowohl Informationen zur Position der Aufnahme in Textform als auch Informationen zur Orientierung der Aufnahme in Form von Orientierungsmarken bestimmt werden. D. h. es können beispielsweise in einer späteren MR-Aufnahme alle Bildpixel oder Volumenelemente, die weniger als einen vorgegebenen maximalen räumlichen Abstand von einem Bereich aufweisen, der durch einen bestimmten Körperteil des individualisierten Modells definiert ist, als Bestandteile des betreffenden Körperteils des Patienten gezählt werden.



Die mit der Erfindung erzielten Vorteile bestehen insbesondere darin, dass sich patientenbezogene Informationen zur Position und Orientierung von Schnittbilddaufnahmen bei magnetresonanztomographischen Untersuchungen objektiv und standardisiert bestimmen lassen. Dies betrifft insbesondere die automatische Generierung von Orientierungsmarken und Textangaben zur Untersuchungsregion. Dadurch wird eine Unabhängigkeit bei der Bestimmung der beschriebenen Informationen vom Bediener des MR-Gerätes erreicht, was unmittelbar zu einer Qualitätssteigerung einer nachfolgenden ärztlichen Diagnose führt.

Eine Steuereinrichtung zum Betrieb eines Magnetresonanztomographie-Geräts muss zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens neben einer Steuer-Schnittstelle zur Ansteuerung des Magnetresonanztomographie-Geräts zur Messung einer Anzahl von Schnittbilddaufnahmen entsprechend von der Steuereinrichtung vorgegebener Scanparameter und einer Bilddaten-Schnittstelle zur Erfassung von mittels des Magnetresonanztomographie-Geräts akquirierten Bilddaten eine Übersichtsbilddermittlungseinheit aufweisen, um das Magnetresonanztomographie-Gerät zur Messung einer Anzahl von initialen MR-Übersichtsaufnahmen vom Körper des Patienten anzusteuern. Darüber hinaus benötigt die Steuereinrichtung eine Speichereinrichtung mit einem anatomischen parametrisierten Körpermodell, dessen Geometrie durch eine Veränderung bestimmter Parameter variierbar ist, eine Individualisierungseinheit, um das Körpermodell unter Verwendung der gemessenen initialen MR-Übersichtsaufnahmen zu individualisieren und eine Lokalisierungseinheit, welche zur Bestimmung von patientenbezogenen Informationen über eine Position und Orientierung von nachfolgend erstellten Schnittbilddaufnahmen jeweils die relative Lage der betreffenden Schnittbilddaufnahmen zum individualisierten Körpermodell ermittelt.

Die Individualisierungseinheit und die Lokalisierungseinheit können dabei besonders bevorzugt in Form von Software auf einem programmierbaren Prozessor einer Steuereinrichtung eines

Magnetresonanztomographie-Geräts realisiert werden. Die Speichereinrichtung muss im Übrigen nicht notwendigerweise integrierter Teil der Steuereinrichtung sein, sondern es reicht aus, wenn die Steuereinrichtung auf eine externe Speichereinrichtung zugreifen kann.

Die abhängigen Ansprüche enthalten jeweils besonders vorteilhafte Weiterbildungen und Ausgestaltungen der Erfindung, wobei die erfindungsgemäße Steuereinrichtung auch entsprechend den Verfahrensansprüchen weitergebildet sein kann.

Eine vorteilhafte Ausgestaltung der Erfindung ist dadurch gekennzeichnet, dass die initialen MR-Übersichtsaufnahmen in standardisierter Anordnung angefertigt werden. Dabei können schnelle MR-Sequenzen verwendet werden, die sich durch eine Akquisitionszeit pro Übersichtsaufnahme im Sekundenbereich auszeichnen. Der mit dieser Ausgestaltung der Erfindung erzielte Vorteil besteht insbesondere darin, dass für jeden Patienten ein einheitliches Untersuchungsprotokoll zur Gewinnung der Übersichtsaufnahmen verwendet werden kann. Eine manuelle Anpassung an die individuelle Patientengeometrie ist nicht notwendig. Außerdem wird der Individualisierungsalgorithmus mit einer einheitlichen Datengrundlage gestartet, was die Stabilität der Ergebnisse erhöht.

Besonders bevorzugt werden als initiale MR-Übersichtsaufnahmen Querschnittsaufnahmen, d.h. quer zur Körperlängsachse des Patienten orientierte Aufnahmen, angefertigt. Zur Individualisierung eines Ganzkörpermodells bieten sich Querschnittsaufnahmen an, da in jeder Querschnittsaufnahme eine vollständige Abbildung der Körperoberfläche möglich ist. Bei Aufnahmen entlang der Körperlängsachse ist dies im Allgemeinen nicht der Fall. Bei einer Anfertigung von Querschnittsaufnahmen als initiale MR-Übersichtsaufnahmen ist somit eine vollständige Rekonstruktion der Körperoberfläche des Patienten in jeder Querschnittsaufnahme möglich. Diese Informatio-

nen erhöhen die Stabilität des Individualisierungsalgorithmus.

Um eine ausreichende Modellindividualisierung zu erreichen,  
5 sollten als initiale MR-Übersichtsaufnahmen zumindest drei  
Querschnitte mit einem Abstand von ca. 50 cm (bei einem Erwachsenen) angefertigt werden. Vorzugsweise liegt der Abstand zweier benachbarter Querschnittsaufnahmen jedoch unter 50 cm, besonders bevorzugt sogar unter 15 cm. Je mehr Übersichtsaufnahmen  
10 angefertigt werden, desto leichter kann das Individualisierungsproblem aufgrund der verbesserten Datengrundlage gelöst werden. Dem steht aber die erhöhte Messzeit für die Übersichtsaufnahmen gegenüber. Deshalb muss man in der Praxis einen Kompromiss zwischen Stabilität und Zeitaufwand finden.  
15 Es hat sich herausgestellt, dass ein Schichtabstand von ca. 10 cm bei der Erfassung der gesamten Patientenlage einen guten Kompromiss zwischen Genauigkeit und Geschwindigkeit darstellt. Es müssen im Übrigen nicht notwendig über den gesamten Körper äquidistante Schichtabstände gewählt werden. Eine  
20 Erfassung der Handgeometrie mit den Fingerstellungen erfordert beispielsweise eine höhere räumliche Dichte von Übersichtsaufnahmen als die Erfassung der Rumpfgeometrie. Sofern z. B. eine Hand näher untersucht werden soll, kann dort ein lokaler Schichtabstand von zwei Zentimetern sinnvoll sein.  
25 Bei einer Fußuntersuchung ist beispielsweise in der Regel ein Schichtabstand von fünf Zentimetern ausreichend.

Insbesondere ist es auch möglich, zunächst in einem gröberen Raster erste initiale Übersichtsbilder anzufertigen. Sofern  
30 dann die Qualität der Individualisierung, welche ja durch das bei der Individualisierung ohnehin zu ermittelnde Abweichungsmaß gekennzeichnet ist, nicht ausreicht, können an geeigneter Stelle weitere Übersichtsaufnahmen angefertigt werden. Bei einer besonders vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung werden die Positionen und Orientierungen von ggf. zusätzlich  
35 anzufertigenden MR-Übersichtsaufnahmen bei nicht ausreichender Qualität der Individualisierung durch den Indi-

vidualisierungsalgorithmus automatisch bestimmt. Dabei findet eine Quantifizierung der Qualität durch eine Berechnung eines Abweichungsmaßes des Körpermodells zu Strukturen aus den Übersichtsaufnahmen statt. D. h. die Positionen und Orientierungen der zusätzlichen Übersichtsaufnahmen können vom Individualisierungsalgorithmus aus der Analyse der Modellabweichung zu Strukturen in den einzelnen Übersichtsaufnahmen und der jeweils abgebildeten Körperregion bestimmt werden. Der mit dieser Ausgestaltung der Erfindung erzielte Vorteil besteht insbesondere darin, dass bei nicht ausreichender Qualität der Individualisierung so lange durch ein automatisch ablaufendes Verfahren zusätzliche Übersichtsaufnahmen angefertigt werden, bis eine ausreichende Qualität der Individualisierung erreicht ist.

15

Eine weitere vorteilhafte Ausgestaltung der Erfindung ist dadurch gekennzeichnet, dass die bei einer Individualisierung einstellbaren Modellparameter zumindest einen Translationsparameter, einen Rotationsparameter und einen Skalierungsparameter des gesamten Körpermodells sowie weitere Parameter umfassen, die die räumliche Lage und Form von vorgegebenen wichtigen Körperteilen, wie z. B. der Extremitäten, beschreiben. Die Anzahl der Parameter zur Beschreibung der menschlichen Anatomie hängt vor allem von der geforderten Genauigkeit der Modellierung ab. Um Informationen über die Position und Orientierung von Aufnahmen bei MR-Untersuchungen zu erhalten, ist eine genaue Modellierung von im Körperinneren liegenden anatomischen Strukturen von untergeordneter Bedeutung. Vielmehr ist eine Modellierung der Bewegungsmöglichkeiten von wesentlichen Körperteilen und deren Oberfläche relevant. Durch die Parametrisierung der Lage und Form der wesentlichen Körperteile wird eine ausreichende, aber nicht zu detaillierte Modellierung der menschlichen Anatomie erreicht.

35 Ein relativ einfaches, aber in vielen Situationen ausreichendes Modell kann dabei z. B. durch folgende Parameter beschrieben werden:



Körpergröße, Armlänge, Beinlänge, Winkelangaben zur Beschreibung von Schulter-, Ellenbogen-, Hand-, Hüft-, Knie- sowie Sprunggelenk, Umfang von Brust und Bauch.

5

Bei einem komplexeren Modell können z. B. folgende Parameter hinzukommen:

10

Schulterhöhe, Länge von Ober-, Unterarm und Hand bzw. von Ober-, Unterschenkel und Fuß, Winkelangaben zur Beschreibung der Kopfposition und der in Hals-, Brust- und Lendenbereich unterteilten Wirbelsäule sowie der Finger und Zehen, Umfang von Kopf, Hals, Schulter, Oberarm, Unterarm, Hand, Hüfte, Oberschenkel, Unterschenkel und Fuß.

15

Bei einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung wird aus den Parameterwerten des individualisierten Modells eine sprachliche Bezeichnung der Patientenlage bestimmt (z. B. Kopf oder Füße voran; Rücken-, Bauch-, Linksseiten-, Rechtsseitenlage). Von besonderer Bedeutung sind hierbei die drei grundlegenden Modellparameter zur Beschreibung der Rotationen um die drei Hauptachsen. Aus diesen Parametern und den weiteren Modellparametern kann auf die sprachliche Bezeichnung der Patientenlage im MR-Gerät geschlossen werden. Der Unterschied zwischen der Lage mit dem Kopf voran und der Lage mit den Füßen voran besteht in einem um  $180^\circ$  unterschiedlichen Rotationswinkel um die Sagittalachse. Die Rücken-, Bauch-, Linksseiten- und Rechtsseitenlage wird vor allem durch den Rotationswinkel um die Longitudinalachse unterschieden. Der mit dieser Ausgestaltung der Erfindung erzielte Vorteil besteht insbesondere darin, dass durch die Parameterwerte des individualisierten Modells eine sprachliche Bezeichnung der Patientenlage objektiv und standardisiert bestimmt werden kann.

30

Dabei kann besonders bevorzugt mit Hilfe der Parameterwerte des individualisierten Modells eine durch den Bediener einge-

gebene Beschreibung der Patientenlage kontrolliert werden. Sofern die durch den Individualisierungsalgorithmus möglichen sprachlichen Bezeichnungen der Patientenlage mit den Auswahlmöglichkeiten der Patientenlagebeschreibung durch den Bediener übereinstimmen, kann die durch den Bediener eingegebene Beschreibung der Patientenlage automatisch kontrolliert werden. Durch eine derartige Kontrolle der Patientenlagebeschreibung durch den Individualisierungsalgorithmus wird eine Qualitätssteigerung der Untersuchung erreicht.

10

Bei einer besonders bevorzugten Ausgestaltung der Erfindung werden die patientenbezogenen Informationen über die Position und Orientierung von Schnittbilddaufnahmen in sprachlicher und/oder grafischer Form kodiert und mit dem individualisierten Modell dargestellt. Normalerweise werden patientenbezogene Informationen z. B. mittels Textangaben und Orientierungsmarken über die Position und Orientierung von Schnittbildern in den einzelnen Aufnahmen dargestellt. Zur besseren Übersicht kann man aber auch die einzelnen Aufnahmen in ihrer Position und Orientierung dreidimensional mit dem individualisierten Körpermodell darstellen. Der mit dieser Ausgestaltung der Erfindung erzielte Vorteil besteht insbesondere darin, dass durch dieses Verfahren neben der Patientenposition auch die Lage der Aufnahmen bezüglich des Patienten auf eine einfache und eingehende Weise grafisch dargestellt wird.

25

Vorzugsweise kann mit Hilfe des individualisierten Körpermodells das Körpergewicht des Patienten berechnet werden. Insbesondere kann ein durch den Bediener eingegebenes bzw. in einem Patientendatenfile bereits vorhandenes Körpergewicht kontrolliert werden. Das Körpergewicht des Patienten ist insbesondere zur Berechnung der spezifischen Absorptionsrate (SAR) bei magnetresonanztomographischen Untersuchungen wichtig. Aus dem individualisierten Körpermodell kann das Volumen und daraus das Körpergewicht des Patienten abgeschätzt werden. Durch die Kontrolle des Körpergewichts durch den Individualisierungsalgorithmus wird folglich eine zusätzliche Qua-

35

litätssteigerung der Untersuchung erreicht. Insbesondere werden die SAR-Grenzwerte verlässlicher eingehalten.

Bei einer weiteren vorteilhafte Ausgestaltung der Erfindung wird mit Hilfe des individualisierten Modells eine Positionierung des Patienten im MR-Gerät zur Untersuchung einer gewünschten Region durchgeführt. Das Verfahren zur Bestimmung von Informationen zur Position von Aufnahmen wird bei dieser Fragestellung umgekehrt. Gegeben ist dann eine Untersuchungsregion und gesucht ist eine geeignete Ausgangsposition für nachfolgende Aufnahmen. Dazu werden für die gewünschte Untersuchungsregion diejenigen Teile des individualisierten Modells bestimmt, mit denen die gewünschte Region verknüpft ist. Aus der räumlichen Lage dieser Teile wird eine Tischverschiebung berechnet, welche die Untersuchungsregion in das Magnetfeldzentrum bringt. Dieses Vorgehen ermöglicht eine automatische Positionierung des Patienten je nach gewünschter Untersuchungsregion. Eine zeitaufwendige manuelle Positionierung der zu untersuchenden Region, welche in der Regel mit Laserlichtvisieren durchgeführt wird, kann dann entfallen.

Besonders bevorzugt wird ein bei einer ersten MR-Untersuchung individualisiertes Modell abgespeichert und mit Hilfe dieses individualisierten Körpermodells eine Lagerung des Patienten bei einer weiteren MR-Untersuchung durchgeführt. Auf diese Weise kann z. B. sichergestellt werden, dass der Patient bei einer späteren MR-Verlaufsuntersuchung möglichst genau die gleiche Lage einnimmt wie bei der ersten MR-Untersuchung. Bei einer Verlaufsuntersuchung ist die Einnahme der gleichen Patientenlage von entscheidender Bedeutung. Insbesondere sind die Gelenkstellungen und die Form der Weichteile von der Lagerung abhängig. Durch den Vergleich eines bei der nachfolgenden Verlaufsuntersuchung individualisierten Modells mit dem abgespeicherten individualisierten Modell der vorhergehenden Untersuchung ist nicht nur ein qualitativer Vergleich möglich. Es kann auch ein Abweichungsmaß beider Modelle berechnet und dieses zur Einnahme der gleichen Patientenlage

verwendet werden. Als Abweichungsmaß der beiden unterschiedlich individualisierten Modelle bietet sich die Summe der Abweichungsquadrate von korrespondierenden Modelldreiecken an. Diese Definition ist eindeutig, da die beiden formvariablen Modelle sich nur durch die räumlichen Positionen der Modelldreiecke unterscheiden, wobei die Dreiecksanzahl sowie die Nachbarschaftsbeziehungen der Dreiecke unveränderlich bleiben. Durch die kontrollierbare Einnahme einer möglichst gleichen Patientenlage bei einer MR-Verlaufsuntersuchung wird eine Qualitätssteigerung der Untersuchung erreicht.

Bei einem fehlerhaften Ablauf und/oder bei Beendigung eines oder aller Verfahrensschritte wird vorzugsweise ein Signal abgegeben. Wenn eine Benachrichtigung des Bedieners durch ein Signal bei automatisch ablaufenden Verfahrensschritten erfolgt, kann sich der Bediener anderen Aufgaben widmen. Dies erhöht den Workflow bei der Untersuchung.

Die Erfindung wird im Folgenden unter Hinweis auf die beigefügten Figuren anhand eines Ausführungsbeispiels näher erläutert. Es zeigen:

Figur 1 eine schematische Darstellung des Hauptkoordinatensystems und der Hauptebenen des Körpers eines Patienten,

Figur 2 ein Flussdiagramm zur Verdeutlichung eines möglichen Ablaufs des erfindungsgemäßen Verfahrens,

Figur 3a eine schematische Darstellung eines Patienten in der Normallage auf einer Patientenliege auf dem Rücken liegend,

Figur 3b eine schematische Darstellung eines Patienten in einer von der Normallage abweichenden Position auf dem Rücken liegend,



Figur 4 eine schematische Darstellung eines Magnetresonanztomographen mit einem Ausführungsbeispiel einer erfindungsgemäßen Steuereinrichtung.

- 5 Wie bereits eingangs erläutert, veranschaulicht Figur 1 das Hauptkoordinatensystem des Körpers eines Patienten in der Normallage.

Ein möglicher Ablauf des erfindungsgemäßen Verfahrens umfasst, wie in Figur 2 dargestellt, nach der Lagerung des Patienten folgende Schritte:

- a.) Anfertigung von mehreren initialen MR-Übersichtsaufnahmen des Patienten.
- 15 b.) Individualisierung eines parametrisierten anatomischen Körpermodells auf der Basis der angefertigten initialen MR-Übersichtsaufnahmen.
- c.) Bei nicht ausreichender Qualität der Individualisierung werden zusätzliche MR-Übersichtsaufnahmen angefertigt und das Individualisierungsverfahren erneut durchgeführt.
- 20 d.) Grafische Darstellung des individualisierten Modells zur Verfahrenskontrolle.
- e.) Bei nicht ausreichender Beschreibung der Patientenlage durch das individualisierte Modell wird das Verfahren durch den Bediener abgebrochen.
- 25 f.) Anfertigung von diagnostischen MR-Aufnahmen.
- g.) Bestimmung von Informationen zur Position und Orientierung von MR-Aufnahmen aus der relativen Lage zum individualisierten Modell.
- 30

Zur Modellindividualisierung bieten sich dabei Querschnittsaufnahmen in standardisierter Anordnung als initiale Übersichtsaufnahmen an, da dann eine zusammenhängende Rekonstruktion der Körperoberfläche in den einzelnen Querschnittsaufnahmen möglich ist. Dazu kann man ein einfaches Schwellenwertverfahren verwenden, wobei der Sprung in den Signalinten-

35

sitäten von Luft zu Haut die Körperoberfläche definiert. Durch die mittlerweile großen geometrischen Messbereiche der MR-Geräte kann man in der Regel davon ausgehen, dass bei der Messung vollständige Querschnitte des Patienten erfasst werden. Dies führt zu einer zusammenhängenden Rekonstruktion der Körperoberfläche in den einzelnen Querschnittsaufnahmen, die sich mathematisch in der Beschreibung der Körperoberfläche durch geschlossene Linienzüge ausdrückt. Diese bilden die Zielstrukturen bei der Individualisierung.

In den Figuren 3a und 3b ist schematisch jeweils ein Patient PT in der Normallage (Figur 3a) auf einem Patientenlagerungstisch 3 auf dem Rücken liegend und in einer von der Normallage abweichenden Position (Figur 3b), ebenfalls auf dem Rücken liegend, jedoch mit der rechten Hand über dem Kopf dargestellt. Außerdem sind jeweils die Aufnahmeebenen AE dargestellt, in denen die initiale Querschnitt-Übersichtsaufnahmen gefertigt werden. Der Abstand der Aufnahmeebenen beträgt hier in etwa 10 cm. Diese Figuren verdeutlichen sehr gut, dass bei entsprechendem Abstand der Querschnittsaufnahmen zueinander auch eine nicht der Normstellung entsprechende Lagerung einer Extremität des Patienten PT gut erfasst wird und dementsprechend das individualisierte Körpermodell diese Körperhaltung letztlich richtig wiedergibt.

Neben den Zielstrukturen benötigt man für den Individualisierungsvorgang noch ein geeignetes Körpermodell, wobei dessen variable Parameter nicht eindeutig bestimmt sind. Nur die grundlegenden Parameter für die elementaren Transformationen wie die Translation, die Rotation und die Skalierung des Körpermodells sind offensichtlich. Hingegen hängt die Art und Anzahl der die Modellgeometrie beschreibenden Parametern vor allem vom Verwendungszweck ab.

Um Informationen über die Position und Orientierung von Aufnahmen bei MR-Untersuchungen zu erhalten, ist vor allem eine Modellierung der Bewegungsmöglichkeiten von wesentlichen Kör-

per teilen und deren Oberfläche relevant. Dabei bietet sich ein Aufbau des Körpermodells aus einer Vielzahl von zusammenhängenden Volumenelementen an, wobei deren Abmessungen im Zentimeterbereich liegen und die konkrete Modellgeometrie durch einen Satz von Parameterwerten bestimmt wird. Geeignete Verfahren werden in dem Artikel „Simulating facial surgery using finite element models“ von Koch et. al. (Proceedings of the SIGGRAPH 1996 conference, S. 421 - 428) für ein Finite Element Modell oder in dem Artikel „A 3D anatomical atlas based on a volume modell“ von Höhne et. al. (IEEE Computer Graphics Applications, 1992, Volume 12, Nr. 4, S. 72-78) für ein Voxelmmodell beschrieben.

Ganz einfache Körpermodelle können beispielsweise nur durch ein paar Parameter beschrieben werden, wie z. B. Körpergröße, Armlänge, Beinlänge, Brustumfang, Bauchumfang sowie Parameter zur Beschreibung der Arm- und Beinposition.

Dem stehen komplexe Körpermodelle mit einer großen Parameteranzahl gegenüber. Dabei wird nicht nur die Körperoberfläche, sondern mitunter auch das Skelettsystem modelliert. So wird die Geometrie des menschlichen Beckens beispielsweise durch folgende Parameter beschrieben: Distantia cristarum, Distantia spinarum, Diameter spinarum posterior, Diameter transversa der Beckenweite, Diameter transversa der Beckenenge, Diameter transversa des Beckenausgangs, Diameter sagittalis der Beckenweite, Diameter sagittalis der Beckenenge, Diameter sagittalis des Beckenausgangs, Conjugata anatomica, Conjugata diagonalis, Conjugata vera.

Um Informationen über die Position und Orientierung von Aufnahmen bei MR-Untersuchungen zu erhalten, ist solch eine genaue Modellierung aber in der Regel nicht erforderlich. Je nach gewünschter Genauigkeit ist eine Modellierung der wesentlichen Körperteile ausreichend. Dabei wird die Lage der Körperteile vor allem durch die Freiheitsgrade der anatomischen Gelenke beschrieben. Beispielsweise sind zur Beschrei-

bung des Hüftgelenkes (bei dem es sich um ein Kugelgelenk handelt) i. A. drei Parameter, nämlich Streckung und Beugung, Abspreizung und Heranführung, Innenrotation und Außenrotation ausreichend. Die Form eines Oberschenkels kann beispielsweise  
5 durch jeweils zwei am Anfang, in der Mitte und am Ende des Oberschenkels angeordnete, senkrecht aufeinander stehende Durchmesser parametrisiert werden, welche die Hauptachsen des in guter Näherung ovalen Oberschenkels repräsentieren. Ähnlich kann man auch mit den anderen Körperteilen wie Kopf,  
10 Hals, Brust, Bauch, Becken, Schultergürtel, Oberarm, Unterarm, Hand, Unterschenkel, Fuß verfahren. Dabei sollten vorzugsweise zumindest die Bewegungsmöglichkeiten der großen Gelenke des menschlichen Körpers parametrisiert werden. Die relevanten Gelenke sind dabei: unteres und oberes Sprunggelenk,  
15 Kniegelenk, Hüftgelenk, Schultergelenk, Ellenbogengelenk, Handgelenk.

Eine Sonderstellung nimmt die Wirbelsäule ein. Sie besteht aus einer Vielzahl von Gelenken zwischen den einzelnen Wirbelkörpern und die Bewegungsmöglichkeiten sind im Detail nur  
20 aufwendig parametrisierbar. Für die Beschreibung der Patientenlage ist aber eine Unterteilung der Wirbelsäule in die Hals-, Brust- sowie Lendenwirbelsäule mit vereinfachten Bewegungsmöglichkeiten sinnvoll.

25 Bei recht selten vorkommenden Untersuchungen der Finger ist noch eine zusätzliche Parametrisierung der Bewegungsmöglichkeiten der Fingergelenke sinnvoll.

30 Vorzugsweise ist der Wertebereich der einzelnen Parameter eingeschränkt. Dabei erfolgt die Beschränkung derart, dass nur solche Parameterwertekombinationen erlaubt sind, die eine anatomisch mögliche Lage des Patienten beschreiben. Die zur Normalstellung des Modells (Normmodell) gehörenden Parameter-  
35 werte werden auch als Normalparameterwerte bezeichnet.



Mit den beschriebenen Zielstrukturen in den einzelnen Übersichtsaufnahmen und dem Körpermodell kann dann der Individualisierungsalgorithmus gestartet werden. Ziel ist dabei die Bestimmung eines Satzes von Parameterwerten, der die Abweichung des Körpermodells zu den Zielstrukturen auf den Übersichtsaufnahmen minimiert. Als Ergebnis erhält man das individualisierte Körpermodell mit dem individualisierten Parameterwertesatz.

- 5 Die Abweichung des Körpermodells zu den Zielstrukturen wird durch eine Abweichungsfunktion beschrieben, wobei die Argumente der Abweichungsfunktion die Modellparameterwerte sind. Mathematisch liegt ein nichtlineares Optimierungsproblem vor, nämlich die Frage nach dem Minimum der Abweichungsfunktion.
- 10 Jede erlaubte Parameterwertekombination führt zu einem aus Volumenelementen aufgebauten Körpermodell mit spezifischer Geometrie. Eine mögliche Abweichungsfunktion kann dann über die Abweichungswerte der Oberflächenelemente des Körpermodells definiert werden. Dabei bietet sich die Berechnung der
- 15 Abweichung als gewichtete Summe der Quadrate der Abweichungswerte von den einzelnen Oberflächenelementen an. Der Wichtigkeitsfaktor eines Oberflächenelements ist dabei das Verhältnis des Flächeninhaltes des Oberflächenelements zum Mittelwert der Flächeninhalte aller Oberflächenelemente. Dieser Weg
- 20 der Abweichungsberechnung über die Verwendung der Modelloberfläche ist sinnvoll, da die Zielstrukturen Teile der Körperoberfläche des Patienten sind.

- Als Abweichungswert eines Oberflächenelements wird der minimale geometrische Abstand zu den Zielstrukturen definiert, sofern das Oberflächenelement eine Übersichtsaufnahme geometrisch schneidet. Ansonsten ist der Abweichungswert nicht definiert. Dies ist sinnvoll, da beispielsweise für ein in der Mitte zwischen zwei Übersichtsaufnahmen liegendes Oberflächenelement sowieso keine Information über den Abstand zur Körperoberfläche des Patienten vorliegt. Somit geht je nach
- 30 Lage des Körpermodells eine unterschiedliche Anzahl von Ober-

flächenelementen in die Abweichungsberechnung ein. Um aus diesen Werten für unterschiedliche Parameter dennoch vergleichbare Abweichungen berechnen zu können, ist eine Abweichungsnormierung durch den Flächeninhalt aller in die Berechnung einbezogenen Oberflächenelemente sinnvoll. Der optimale Parametersatz zur Minimierung der Abweichung kann dann über herkömmliche Suchweg- oder Rasterverfahren bestimmt werden. Geeignete Verfahren werden z. B. in „Numerische Mathematik“, R. Schaback, Springer Verlag, 1992, beschrieben.

10

Die Qualität der Individualisierung wird durch den Wert der berechneten Abweichung quantifiziert. Liegt dieser unter einem vorgegebenen Grenzwert, dann wurde die Individualisierung erfolgreich durchgeführt. Wenn nicht, dann werden zur Steigerung der Anpassungsqualität an Stellen mit den größten Abweichungswerten von den Oberflächenelementen weitere Übersichtsaufnahmen angefertigt. Die Körperoberfläche des Patienten wird also an den durch den Individualisierungsalgorithmus bestimmten kritischen Bereichen exakter vermessen. Dieses Vorgehen wird solange iterativ durchlaufen, bis eine ausreichend exakte Beschreibung der Patientenlage durch das Körpermodell erreicht ist, oder es wird bei nicht ausreichendem Konvergenzverhalten nach einer gewissen Iterationsanzahl abgebrochen.

25

Die dreidimensionale grafische Darstellung des individualisierten Körpermodell ermöglicht dem Bediener eine Kontrolle der Individualisierung durch den Vergleich mit der tatsächlichen Patientenlage. Beim Auftreten von relevanten Abweichungen kann der Bediener das Verfahren abbrechen und konventionell weiterarbeiten.

30

Bei erfolgreicher Individualisierung können aus der relativen Lage der nachfolgenden diagnostischen Aufnahmen zu dem individualisierten Körpermodell patientenbezogene Informationen zur Position und Orientierung der Aufnahmen bestimmt werden. Dazu werden vor der Individualisierung mit jedem Volumenele-

35

ment des Normmodells Informationen verknüpft. Diese Informationen beschreiben mitunter die Körperregion und Orientierung jedes Volumenelements. So wird beispielsweise mit allen Volumenelementen des Normmodells, die das rechte Knie bilden, die Information „rechtes Knie“ in Textform verknüpft. Nach dem Individualisierungsvorgang kann dann aus der relativen Lage einer Aufnahme zu den dazugehörigen Volumenelementen des individualisierten Körpermodells eine Information in Textform zur Position der Aufnahme gewonnen werden. Schneidet beispielsweise die Aufnahme nur Volumenelemente mit der verknüpften Information „rechtes Knie“, dann kann als Untersuchungsregion der Aufnahme (d. h. als eine Positionsinformation zu der Aufnahme) auch „rechtes Knie“ angegeben werden. Die Information zur Körperregion wurde so vom individualisierten Körpermodell auf die Aufnahme übertragen und bezeichnet dort die Untersuchungsregion.

Ähnlich verhält es sich mit Orientierungsmarken. Die Orientierung eines Volumenelements wird durch ein lokales Koordinatensystem beschrieben, wobei in Normalstellung alle lokalen Koordinatensysteme mit dem Hauptkoordinatensystem übereinstimmen. Nach der Individualisierung stimmen diese dann in der Regel nicht mehr überein. Wird beispielsweise der Patient mit den Armen über dem Kopf gelagert, dann beschreiben nach der Individualisierung die lokalen Koordinatensysteme bei den Volumenelementen der Hand die lokalen Orientierungsachsen und unterscheiden sich von den lokalen Orientierungsachsen am Rumpf. Bildet dann eine Aufnahme die Hand des Patienten ab, dann können aus der relativen Lage der Aufnahme zu den entsprechenden Volumenelementen der Hand Informationen zur Orientierung der Aufnahme gewonnen werden. Die Orientierungsmarken der Aufnahme beziehen sich dann lokal auf die Hand und nicht mehr auf ein einheitliches Koordinatensystem für den gesamten Patienten.

35

Als Nebenprodukt lässt sich aus den Parameterwerten des individualisierten Körpermodells auch eine sprachliche Bezeich-

nung der Patientenlage gewinnen (z. B. Kopf oder Füße voran; Rücken-, Bauch-, Linksseiten-, Rechtsseitenlage), wobei die drei Parameter zur Beschreibung der Rotation um die drei Hauptachsen eine herausragende Bedeutung haben. Beispielsweise unterscheiden sich die Rücken-, Bauch-, Linksseiten- und Rechtsseitenlage vor allem durch den Rotationswinkel um die Longitudinalachse. Die Lagerung der Arme wird hingegen hauptsächlich durch die Parameter zur Beschreibung des Schulter- sowie Ellenbogengelenks beschrieben. Jedem Satz von Parameterwerten kann eine sprachliche Bezeichnung der Patientenlage zugeordnet werden. In der Praxis kann man für eine endliche Anzahl von Parameterwertesätzen eine sprachliche Bezeichnung der Patientenlage in tabellarischer Form definieren. Für einen beliebigen Parameterwertesatz wird dann der am besten entsprechende Parameterwertesatz aus der Tabelle mit zugehöriger sprachlicher Bezeichnung der Patientenlage bestimmt und in Textform dem Bediener angezeigt. Die Patientenlagebeschreibung in Textform ermöglicht auch eine einfache Kontrolle der durch den Bediener ausgewählten Beschreibung der Patientenlage, sofern in beiden Fällen der gleiche Fundus von sprachlichen Bezeichnungen verwendet wurde.

Normalerweise werden patientenbezogene Informationen über die Position und Orientierung von Aufnahmen in den Aufnahmen grafisch dargestellt, z. B. durch Textangaben und Orientierungsmarken. Neben dieser zweidimensionalen Darstellungsform bietet sich eine dreidimensionale Visualisierung der einzelnen Aufnahmen mit dem individualisierten Körpermodell an. Dazu kann man verschiedene 3D-Darstellungstechniken verwenden. Für Echtzeitvisualisierungen bieten sich z. B. hardwarebeschleunigte Verfahren auf Dreiecksbasis (SSD-Verfahren, Surface Shaded Display) an, wie sie im „OpenGL Programming Guide“, Woo et. al., Addison Wesley-Verlag, 3. Auflage, 1999, beschrieben werden. Diese Visualisierungstechnik ermöglicht ein interaktives Betrachten der Szenerie in Echtzeit und besitzt dennoch eine ausreichende Darstellungsqualität. Eine einfache sowie intuitive Darstellung der wesentlichen Informationen



erreicht man durch gleichzeitige Visualisierung der triangu-  
lierten Modelloberfläche mit den angefertigten Aufnahmen in  
ihrer dreidimensionalen Position und Orientierung, wobei auch  
die Textangaben und Orientierungsmarken mit abgebildet werden  
5 können.

Neben den Informationen zur Position und Orientierung von  
Aufnahmen können aus dem individualisierten Körpermodell auch  
noch weitere Information entnommen werden. Recht einfach ist  
10 dabei die Abschätzung des Körpergewichts des Patienten. Jedem  
Volumenelement des Körpermodells wird vor der Individualisie-  
rung eine Dichte zugeordnet. Nach der Individualisierung wird  
aus dieser Information und dem Volumen des Volumenelements  
dessen Gewicht berechnet. Die Summe der Gewichte der einzel-  
15 nen Volumenelemente ergibt dann den Schätzwert des Patienten-  
gewichtes.

Andere Informationen ermöglichen eine automatische Positio-  
nierung des Patienten zur Untersuchung einer gewünschten Kör-  
20 perregion im MR-Gerät. Dieses Verfahren nutzt die mit jedem  
Volumenelement verknüpfte Information über die dazugehörige  
Körperregion. Dazu werden für die gewünschte Untersuchungsre-  
gion diejenigen Volumenelemente des individualisierten Kör-  
permodells bestimmt, mit denen die sprachliche Bezeichnung  
25 der Region verknüpft ist. Der geometrische Mittelpunkt dieser  
Volumenelemente definiert das Zentrum der Untersuchungsregion  
und wird durch eine dann definierte Tischverschiebung in das  
Magnetfeldzentrum gebracht. Beispielsweise möchte man bei ei-  
nem Patienten das rechte Knie untersuchen. Nach der Individu-  
30 alisierung sind die Positionen von Volumenelementen mit der  
verknüpften Information „rechtes Knie“ bekannt. Der Mittel-  
punkt dieser Volumenelemente definiert dann die Position zur  
Untersuchung des Knies. Die Tischverschiebung ergibt sich als  
Differenz zwischen Magnetfeldzentrum und dem berechneten Mit-  
35 telpunkt.

Eine weitere Anwendungsmöglichkeit von individualisierten Körpermodellen besteht in der Einnahme der gleichen Patientenlage bei Verlaufsuntersuchungen. Dazu werden die Modellparameterwerte von der Referenzuntersuchung abgespeichert und  
5 bei einer Verlaufsuntersuchung wieder eingelesen. Diese Parameterwerte definieren dann das Referenzmodell. Zur Einnahme der gleichen Patientenlage wird das individualisierte Körpermodell der Verlaufsuntersuchung (Verlaufsmodell) mit dem Referenzmodell verglichen. Das Ziel ist eine Abweichungsminimierung der beiden Körpermodelle. Dazu wird jedem Oberflächenelement des Verlaufsmodells ein Abweichungswert zugeordnet, wobei dieser als geometrische Distanz zum korrespondierenden Oberflächenelement des Referenzmodells definiert ist. Die Abweichung wird als Summe der Quadrate der Abweichungswerte definiert. Die Patientenlage wird bei der Verlaufsuntersuchung so lange verändert, bis das jeweils neu bestimmte Verlaufsmodell eine ausreichende Übereinstimmung mit dem Referenzmodell zeigt. Dazu ist eine gleichzeitige dreidimensionale Darstellung der beiden Modelle mit einer farblichen Kodierung der Abweichungswerte hilfreich.

In Figur 4 ist grob schematisch ein Ausführungsbeispiel eines erfindungsgemäßen Magnetresonanztomographie-Geräts 1 mit einer zugehörigen erfindungsgemäßen Steuereinrichtung 5 dargestellt.

Bei dem dargestellten Ausführungsbeispiel ist die Steuereinrichtung 5 in einem separaten Gerät untergebracht. Es handelt sich hierbei um einen Rechner mit einem programmierbaren Prozessor 10, auf welchem die Steuersoftware zur Ansteuerung des Magnetresonanztomographiegeräts 1 gespeichert ist. Über eine Steuer-Schnittstelle 8 übermittelt die Steuereinrichtung 5 Steuerbefehle SB an das Magnetresonanztomographie-Gerät 1, damit von diesem die gewünschte Messung durchgeführt wird.  
35 Über eine Bilddaten-Schnittstelle 9 werden die mittels des Magnetresonanztomographie-Geräts 1 akquirierten Roh-Bilddaten

BD übernommen und dann innerhalb der Steuereinrichtung 5 in üblicher Weise weiterverarbeitet.

Um die Steuereinrichtung 5 bedienen zu können, ist sie an eine Konsole 4 angeschlossen, welche als Benutzerschnittstelle einen Bildschirm, eine Tastatur und ein Zeigegerät, beispielsweise eine Maus, aufweist. Alternativ ist es aber auch möglich, dass anstelle über die direkt an die Steuereinrichtung 5 angeschlossene Konsole 4 die Bedienung beispielsweise über eine (nicht dargestellte) Work-Station erfolgt, welche an einem Bus 7 angeschlossen ist, mit dem die Steuereinrichtung 5 verbunden ist. Die Konsole 4 kann aber auch integrativer Bestandteil der Steuereinrichtung 5 sein. Ebenso kann die Steuereinrichtung 5 auch integrativer Bestandteil des Magnetresonanztomographie-Geräts 1 sein, so dass sämtliche Komponenten in einem Gerät zusammengefasst sind.

Bei dem Magnetresonanztomographie-Gerät 1 handelt es sich hier um ein herkömmliches Magnetresonanztomographie-Gerät mit üblichen Hochfrequenz-, Gradienten- und Grundmagnetfeldspulen (nicht dargestellt). Der Patient PT wird in dem Magnetresonanztomographie-Gerät 1 auf einem Patientenlagerungstisch 3 innerhalb eines Messraums 2 positioniert, um welchen die Spulen herum angeordnet sind. Zusätzlich können noch Lokalspulen verwendet werden, die direkt am Patienten PT positioniert werden. Die Merkmale und die Funktionsweise eines Magnetresonanztomographie-Geräts 1 sind dem Fachmann bekannt und brauchen hier nicht weiter erläutert zu werden.

Kernstück der Steuereinrichtung 5 ist ein Prozessor 10, auf welchen in Form von Software verschiedene Komponenten implementiert sind, damit die Steuereinrichtung 5 in der erfindungsgemäßen Weise funktioniert. Diese Komponenten sind in Figur 4 als Blöcke innerhalb des Prozessors 10 schematisch dargestellt. Neben den dargestellten Komponenten weist die Steuereinrichtung 5 selbstverständlich alle weiteren üblichen Software- bzw. Hardwarekomponenten auf, um in üblicher Weise

ein Magnetresonanztomographie-Gerät ansteuern und Bilddaten akquirieren und (vor-)verarbeiten zu können. Diese üblichen Komponenten sind jedoch der besseren Übersichtlichkeit wegen nicht in der Figur dargestellt und werden im Folgenden auch  
5 nicht näher erläutert, soweit sie nicht speziell für die erfindungsgemäße Funktion abgewandelt wurden.

Eine solche Komponente ist eine Bildermittlungseinheit 12. Diese Bildermittlungseinheit 12 wandelt verschiedene Messprotokolle bzw. dadurch vorgegebene Scan-Parameter, mit denen  
10 dem Magnetresonanztomographie-Gerät 1 signalisiert wird, in welcher Position bzw. Orientierung Bilddaten ermittelt werden sollen, in Steuerbefehle SB um. Diese werden dann über die Steuerschnittstelle 8 an das Magnetresonanztomographiegerät 1  
15 übergeben, damit dort in der richtigen Folge die passenden Messsequenzen gefahren werden, um die gewünschten Schnittbilder zu erzeugen. Zur Realisierung der Erfindung weist die Bildermittlungseinheit 12 hier als Unteroutine eine Übersichtsbilder-Ermittlungseinheit 13 auf, welche dafür sorgt,  
20 dass das Magnetresonanztomographiegerät derart angesteuert wird, dass eine Anzahl von initialen MR-Übersichtsaufnahmen, wie beispielsweise in den Figuren 3a und 3b dargestellt, gemessen werden.

25 Die bei diesen Übersichtsscans erzeugten MR-Übersichtsaufnahmen werden dann (wie alle übrigen Bilddaten BD) über die Bilddaten-Schnittstelle 9 von der Steuereinrichtung 5 übernommen und dort weiterverarbeitet. Beispielsweise werden aus den ermittelten Roh-Bilddaten BD zunächst in einer Rekonstruktionseinheit 11 die gewünschten Bilder rekonstruiert.  
30 Die so ermittelten MR-Übersichtsaufnahmen UA werden dann an eine Individualisierungseinheit 14 übergeben.

Diese Individualisierungseinheit 14 enthält als Unteroutine  
35 eine Strukturerkennungseinheit 15, welche aus den Übersichtsaufnahmen UA die benötigten Strukturen, hier die Grenzflächen zwischen dem Körper des Patienten PT und der Umge-



bung, d. h. die Oberflächenstruktur des Körpers des Patienten PT, ermittelt. Zudem enthält die Individualisierungseinheit 14 eine Anpassungseinheit 16, welche ein Normmodell NM durch Einstellung bestimmter, veränderlicher Parameter des Normmodells NM (d. h. ein Körpermodell in Normallage) an die Zielstruktur anpasst, wie dies bereits oben ausführlich beschrieben wurde. Ein solches Normmodell NM ist in einem Speicher 6 der Steuereinrichtung 5 hinterlegt.

10 Das fertig individualisierte Körpermodell IM kann dann wieder in dem Speicher 6 hinterlegt werden. Dabei müssen nicht zwingend alle Daten hinterlegt werden, die das vollständige, individualisierte Körpermodell IM beschreiben. Es reicht grundsätzlich aus, wenn ein Satz von Parameterwerten hinterlegt  
15 wird, mit denen aus dem Normmodell NM das individualisierte Körpermodell IM erzeugt werden kann. Der Datensatz des individualisierten Körpermodells IM wird außerdem an eine Lokalisierungseinheit 17 übergeben. Mit Hilfe dieser Lokalisierungseinheit 17 kann dann jeweils die relative Lage der nachfolgenden (diagnostischen) Schnittbildaufnahmen zum individualisierten Körpermodell IM ermittelt und so die patientenbezogenen Informationen über eine Position und Orientierung der nachfolgend erstellten Schnittbildaufnahmen in der erfindungsgemäßen Weise bestimmt werden.

25

Die Individualisierungseinheit 14 hat außerdem die Möglichkeit, an die Übersichtsbilder-Ermittlungseinheit 12 ein Signal auszugeben, um dafür zu sorgen, dass zusätzlich in bestimmten räumlichen Bereichen eine größere Anzahl dichter nebeneinander liegender Übersichtsaufnahmen gefertigt werden,  
30 um die Qualität der Individualisierung zu verbessern.

Es wird an dieser Stelle noch einmal ausdrücklich darauf hingewiesen, dass es sich bei den in den Figuren dargestellten  
35 Prozessen und Systemarchitekturen nur um Ausführungsbeispiele handelt, die vom Fachmann ohne weiteres im Detail verändert werden können. Insbesondere ist es möglich, dass die ver-

5 verschiedensten Komponenten der Steuereinrichtung 5 nicht auf einem Prozessor, sondern auf verschiedenen, untereinander vernetzten Prozessoren realisiert sind. Ebenso ist es natürlich auch möglich, dass die verschiedenen Komponenten auf unterschiedlich miteinander vernetzten Rechnern realisiert werden. So können beispielsweise besonders rechenintensive Prozesse - wie die Individualisierung des Modells auf geeignete Rechner, beispielsweise über den Bus 7 - ausgelagert werden, welche dann nur noch das Endergebnis zurückliefern.

10

Es bietet sich im Übrigen an, bestehende Steuereinrichtungen bzw. Magnetresonanztomographiegeräte mit den erfindungsgemäßen Komponenten nachzurüsten, um auch diese Einrichtung gemäß dem vorstehend beschriebenen, erfindungsgemäßen Verfahren zu  
15 nutzen. In vielen Fällen reicht ein Update der Steuerungssoftware mit geeigneten Steuerungssoftwaremodulen aus.

## Patentansprüche

1. Verfahren zur Bestimmung von patientenbezogenen Informati-  
5 onen zur Position und Orientierung von magnetresonanzto-  
mographischen Schnittbildaufnahmen eines Patienten  
mit folgenden Verfahrensschritten:
  - Anfertigung von initialen MR-Übersichtsaufnahmen (UA) vom  
Körpers des Patienten,
  - 10 - Individualisierung eines vorgegebenen parametrisierten  
anatomischen Körpermodells (NM) unter Verwendung der ini-  
tialen MR-Übersichtsaufnahmen (UA),
  - Bestimmung der patientenbezogenen Informationen über die  
Position und Orientierung der nachfolgenden Schnittbild-  
15 aufnahmen auf Basis der relativen Lage der Schnittbildauf-  
nahmen zu dem individualisierten Körpermodell (IM).
2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei die initialen MR-  
Übersichtsaufnahmen (UA) in einer standardisierten Anordnung  
20 angefertigt werden.
3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, wobei die initialen MR-  
Übersichtsaufnahmen (UA) Querschnittsaufnahmen umfassen.
- 25 4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, wobei als ini-  
tiale MR-Übersichtsaufnahmen (UA) mehrere Querschnitte mit  
einem Abstand von ca. 50 cm oder darunter, vorzugsweise mit  
einem Abstand von unter 15 cm, angefertigt werden.
- 30 5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei  
auf Basis von bei der Individualisierung des Körpermodells  
(NM) ermittelten Abweichungen des individualisierten Körper-  
modells (IM) von in den MR-Übersichtsaufnahmen erkennbaren  
Strukturen automatisch eine Qualität der erreichten Individu-  
35 alisierung ermittelt wird

und basierend darauf automatisch bestimmt wird, ob und mit welchen Positionen und Orientierungen zusätzliche MR-Übersichtsaufnahmen angefertigt werden.

5 6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei die bei einer Individualisierung einstellbaren Modellparameter zumindest einen Translationsparameter, einen Rotationsparameter und einen Skalierungsparameter des gesamten Körpermodells sowie Parameter, die eine räumliche Lage und Form von vorgegebenen wichtigen Körperteilen beschreiben, umfassen.

10 7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, wobei anhand von Parameterwerten des individualisierten Körpermodells (IM) eine sprachliche Bezeichnung einer Patientenlage bestimmt wird.

15 8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, wobei mit Hilfe von Parameterwerten des individualisierten Körpermodells (IM) eine durch einen Bediener eingegebene Beschreibung einer Patientenlage kontrolliert wird.

20 9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8, wobei die patientenbezogenen Informationen über die Position und Orientierung von Schnittbildaufnahmen in einer sprachlichen und/oder grafischen Form mit dem individualisierten Körpermodell (IM) an einen Bediener optisch ausgegeben werden.

25 10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, wobei mit Hilfe des individualisierten Körpermodells (IM) ein Körpergewicht des Patienten berechnet wird.

30 11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, wobei mit Hilfe des individualisierten Körpermodells (IM) eine Positionierung des Patienten im MR-Gerät zur Untersuchung einer gewünschten Körperregion durchgeführt wird.



12. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 11, wobei ein  
bei einer ersten MR-Untersuchung individualisiertes Körpermo-  
dell (IM) gespeichert wird und mit Hilfe dieses individuali-  
sierten Körpermodells (IM) eine Lagerung des Patienten bei  
5 einer weiteren MR-Untersuchung durchgeführt wird.

13. Computerprogrammprodukt, welches direkt in einen Speicher  
einer programmierbaren Steuereinrichtung (5) eines Magnetre-  
sonanztomographie-Geräts (1) ladbar ist, mit Programmcode-  
10 Mitteln, um alle Schritte eines Verfahrens nach einem der An-  
sprüche 1 bis 12 auszuführen, wenn das Programmprodukt auf  
der Steuereinrichtung (5) ausgeführt wird.

14. Steuereinrichtung (5) zum Betrieb eines Magnetresonanzto-  
15 mographie-Geräts (1) mit

- einer Steuer-Schnittstelle (8) zur Ansteuerung des Magnet-  
resonanztomographie-Geräts (1) zur Messung einer Anzahl  
von Schnittbildaufnahmen entsprechend von der Steuerein-  
richtung vorgegebener Scanparameter,
- 20 - einer Bilddaten-Schnittstelle (9) zur Erfassung von mit-  
tels des Magnetresonanztomographie-Geräts (1) akquirierten  
Bilddaten,
- einer Übersichtsbilder-Ermittlungseinheit (13), um das  
Magnetresonanztomographie-Gerät (1) zur Messung einer An-  
25 zahl von initialen MR-Übersichtsaufnahmen vom Körper des  
Patienten anzusteuern,
- einer Speichereinrichtung (6) mit einem anatomischen para-  
metrisierten Körpermodell (NM), dessen Geometrie durch ei-  
ne Veränderung bestimmter Parameter variierbar ist,
- 30 - einer Individualisierungseinheit (14), um das Körpermodell  
(NM) unter Verwendung der gemessenen initialen MR-Über-  
sichtsaufnahmen zu individualisieren,
- einer Lokalisierungseinheit (17), welche zur Bestimmung  
von patientenbezogenen Informationen zur Position und Ori-  
35 entierung von nachfolgend erstellten Schnittbildaufnahmen  
jeweils die relativen Lage der betreffenden Schnittbild-

aufnahmen zum individualisierten Körpermodell (IM) ermittelt.

15. Magnetresonanztomographie-Gerät (1) zum Messen von  
5 Schnittbilddaten eines Untersuchungsobjekts umfassend eine  
Steuereinrichtung (5) nach Anspruch 14.

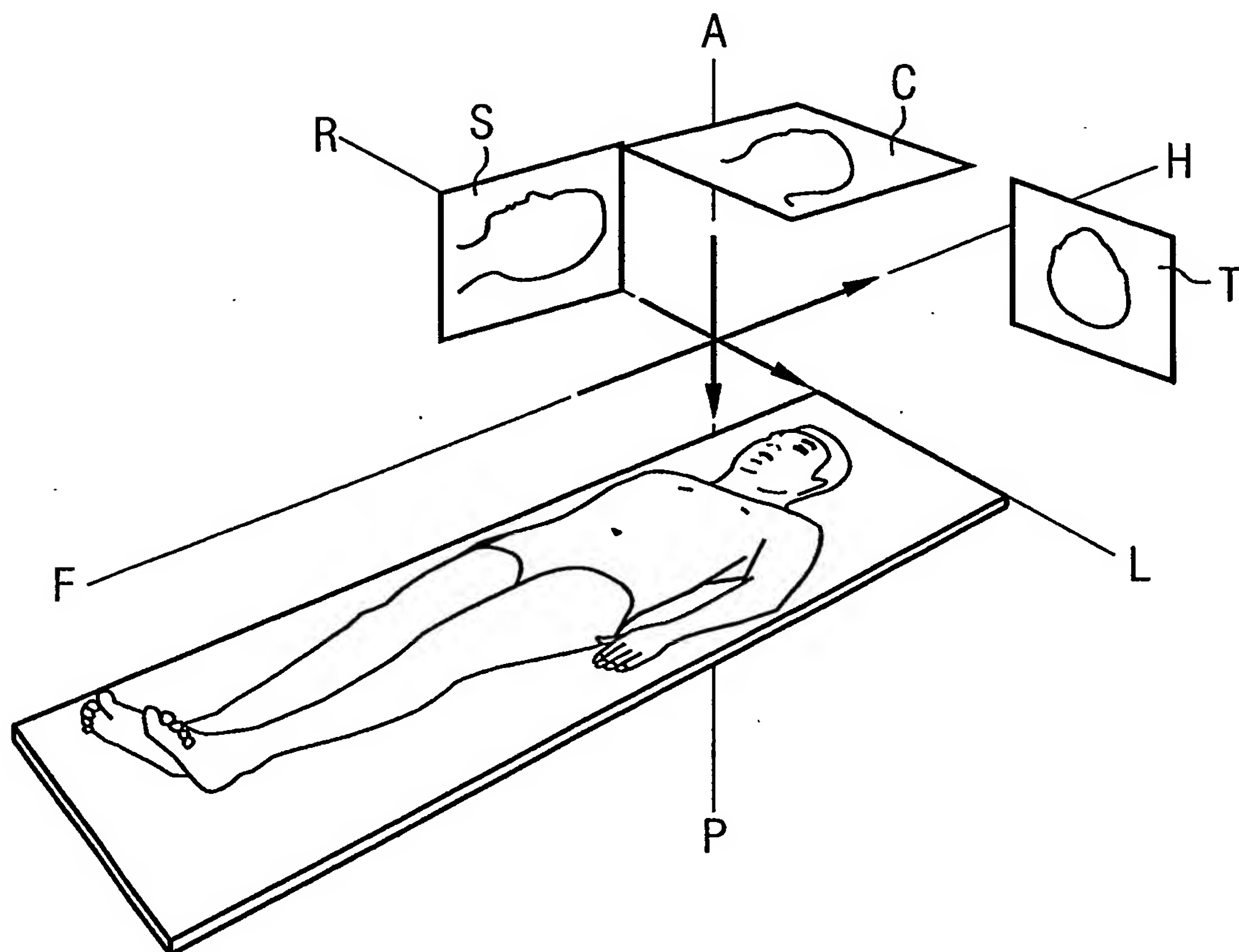
**FIG 1** Stand der Technik

FIG 2

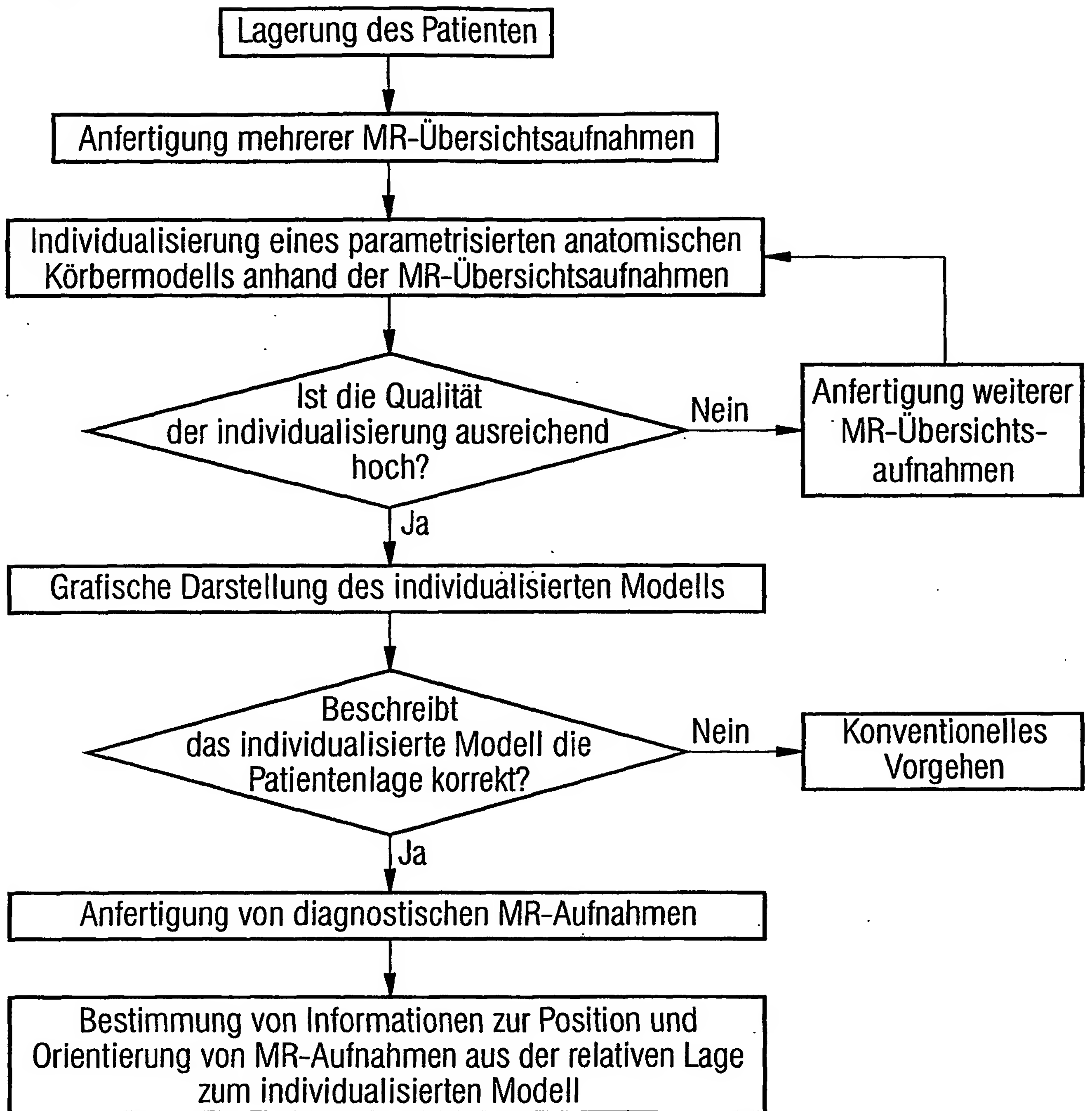




FIG 3A

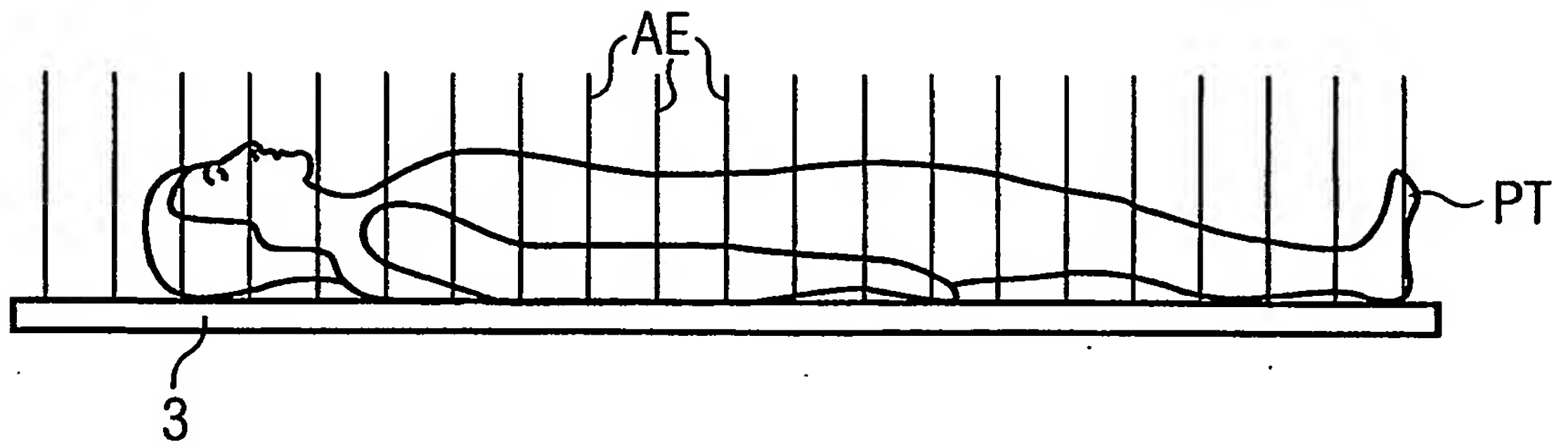


FIG 3B

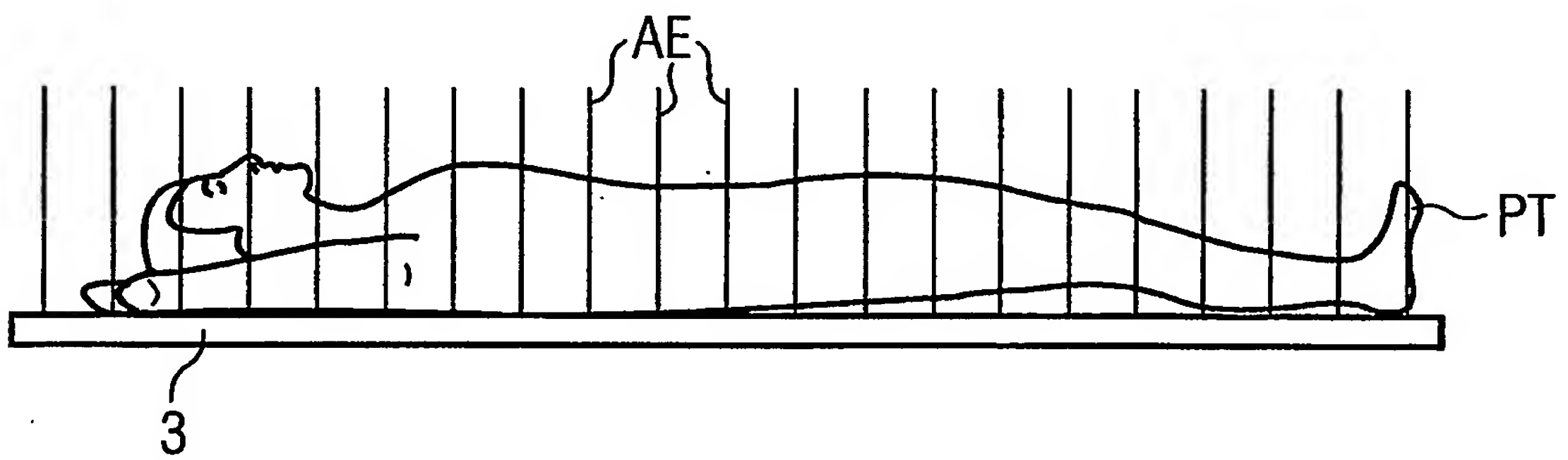
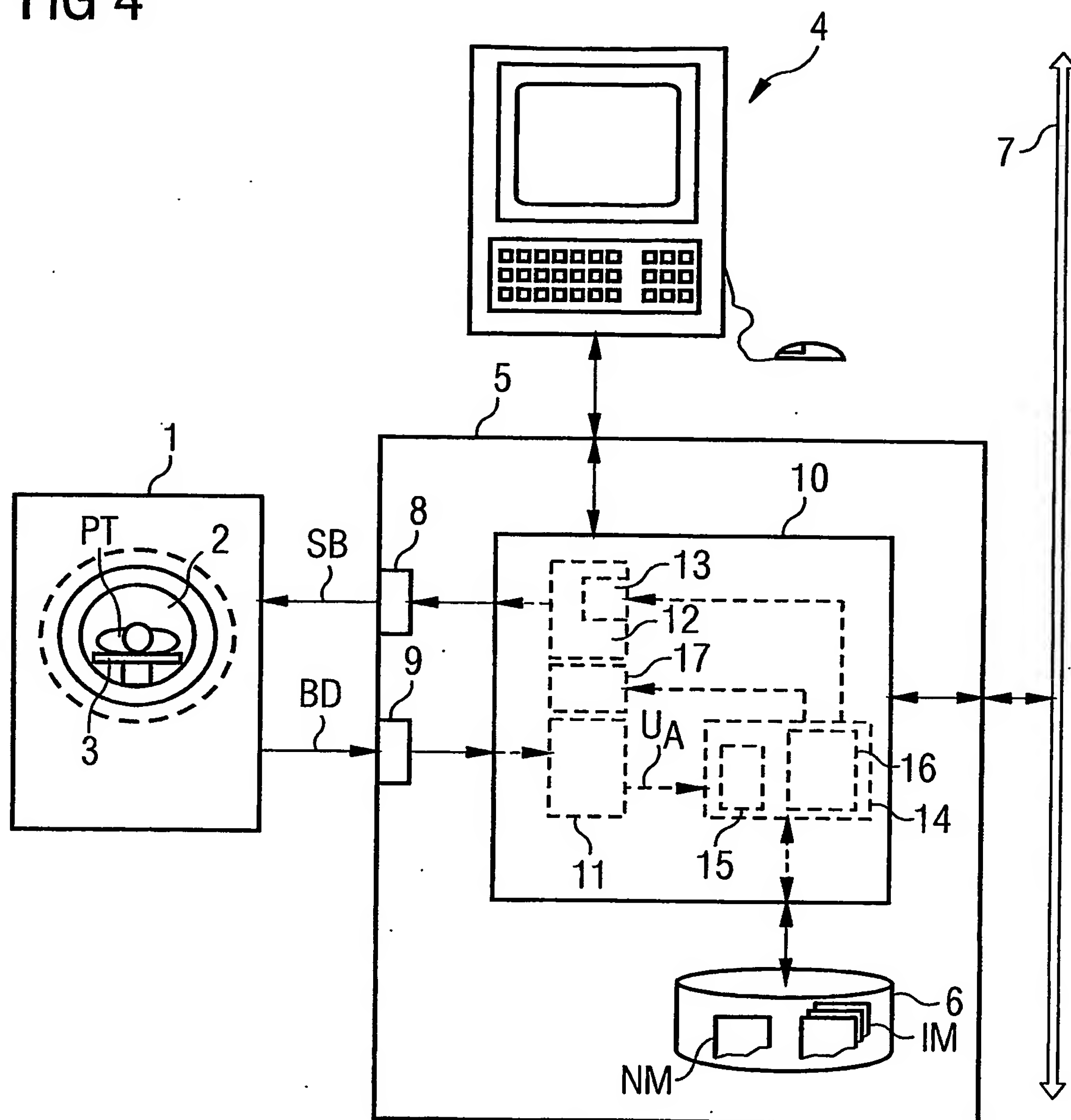


FIG 4



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No  
PCT/DE2004/002226

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
IPC 7 G01R33/54

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
IPC 7 G01R

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the International search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, PAJ, WPI Data, IBM-TDB, COMPENDEX, INSPEC, BIOSIS, EMBASE, MEDLINE

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 195 409 B1 (CHANG LINDA ET AL) 27 February 2001 (2001-02-27) column 2, line 40 - column 7, line 14 figure 2	1-4, 6, 9, 12-15
X	US 6 038 466 A (HASELHOFF ET AL) 14 March 2000 (2000-03-14) column 2, line 6 - column 6, line 67 figure 3	1-4, 9, 13-15
	----- -/--	

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

### \* Special categories of cited documents :

- \*A\* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- \*E\* earlier document but published on or after the international filing date
- \*L\* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- \*O\* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- \*P\* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- \*T\* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- \*X\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- \*Y\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- \*&\* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

22 February 2005

Date of mailing of the international search report

(14.04.05)

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Streif, J

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No  
PCT/DE2004/002226

## C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	VAN DER KOUWE A ET AL: "On-line automatic slice positioning and between-scan correction for brain MR protocols" PROCEEDINGS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, 11TH SCIENTIFIC MEETING AND EXHIBITION, TORONTO, ONTARIO, CANADA, 10-16 JULY 2003, vol. 11, 10 July 2003 (2003-07-10), page 797, XP002318750 the whole document	1-4,6,9, 12-15
A	----- US 5 810 729 A (HUSHEK ET AL) 22 September 1998 (1998-09-22) column 1, line 29 - column 5, line 25 figure 3	1-15
A	----- PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 016, no. 413 (C-0980), 2 September 1992 (1992-09-02) & JP 04 141148 A (SHIMADZU CORP), 14 May 1992 (1992-05-14) abstract	1-15
A	----- US 2003/098688 A1 (BRINKER GERHARD ET AL) 29 May 2003 (2003-05-29) the whole document	1-15
A	----- US 4 671 728 A (CLARK ET AL) 9 June 1987 (1987-06-09) abstract	11
	-----	



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/DE2004/002226

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6195409	B1	27-02-2001	NONE	
US 6038466	A	14-03-2000	EP 0941483 A1 WO 9918450 A1 JP 2001509066 T	15-09-1999 15-04-1999 10-07-2001
US 5810729	A	22-09-1998	NONE	
JP 04141148	A	14-05-1992	JP 2921078 B2	19-07-1999
US 2003098688	A1	29-05-2003	DE 10150138 A1 CN 1411784 A	08-05-2003 23-04-2003
US 4671728	A	09-06-1987	EP 0209326 A2 JP 62014842 A	21-01-1987 23-01-1987

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE2004/002226

## A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES

IPK 7 G01R33/54

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

## B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

IPK 7 G01R

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EP0-Internal, PAJ, WPI Data, IBM-TDB, COMPENDEX, INSPEC, BIOSIS, EMBASE, MEDLINE

## C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 6 195 409 B1 (CHANG LINDA ET AL) 27. Februar 2001 (2001-02-27) Spalte 2, Zeile 40 - Spalte 7, Zeile 14 Abbildung 2	1-4,6,9, 12-15
X	----- US 6 038 466 A (HASELHOFF ET AL) 14. März 2000 (2000-03-14) Spalte 2, Zeile 6 - Spalte 6, Zeile 67 Abbildung 3 ----- -/--	1-4,9, 13-15

☒ Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen

☒ Siehe Anhang Patentfamilie

\* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

11. April 2005

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

14. 04. 2005

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde  
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Streif, J

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE2004/002226

## C.(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie°	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	VAN DER KOUWE A ET AL: "On-line automatic slice positioning and between-scan correction for brain MR protocols" PROCEEDINGS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, 11TH SCIENTIFIC MEETING AND EXHIBITION, TORONTO, ONTARIO, CANADA, 10-16 JULY 2003, Bd. 11, 10. Juli 2003 (2003-07-10), Seite 797, XP002318750 das ganze Dokument	1-4,6,9, 12-15
A	----- US 5 810 729 A (HUSHEK ET AL) 22. September 1998 (1998-09-22) Spalte 1, Zeile 29 - Spalte 5, Zeile 25 Abbildung 3	1-15
A	----- PATENT ABSTRACTS OF JAPAN Bd. 016, Nr. 413 (C-0980), 2. September 1992 (1992-09-02) & JP 04 141148 A (SHIMADZU CORP), 14. Mai 1992 (1992-05-14) Zusammenfassung	1-15
A	----- US 2003/098688 A1 (BRINKER GERHARD ET AL) 29. Mai 2003 (2003-05-29) das ganze Dokument	1-15
A	----- US 4 671 728 A (CLARK ET AL) 9. Juni 1987 (1987-06-09) Zusammenfassung	11

# INTERNATIONALES RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE2004/002226

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 6195409	B1	27-02-2001	KEINE
US 6038466	A	14-03-2000	EP 0941483 A1 15-09-1999 WO 9918450 A1 15-04-1999 JP 2001509066 T 10-07-2001
US 5810729	A	22-09-1998	KEINE
JP 04141148	A	14-05-1992	JP 2921078 B2 19-07-1999
US 2003098688	A1	29-05-2003	DE 10150138 A1 08-05-2003 CN 1411784 A 23-04-2003
US 4671728	A	09-06-1987	EP 0209326 A2 21-01-1987 JP 62014842 A 23-01-1987